

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-033083

(43)Date of publication of application : 02.02.2000

(51)Int.Cl.

A61B 6/00
G06T 1/00

(21)Application number : 11-161494

(71)Applicant : PICKER INTERNATL INC

(22)Date of filing : 30.04.1999

(72)Inventor : ROOS PIETER GERHARD
IVAN ANDREW J

(30)Priority

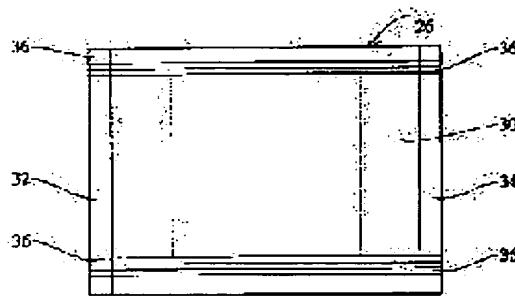
Priority number : 98 70401 Priority date : 30.04.1998 Priority country : US

(54) X-RAY IMAGE FORMING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To reduce the amount of line correlation noises by making an image receptor include an active area and first/second referring zones and allowing the referring zones to prevent a pixel element corresponding to a raster line from receiving image information.

SOLUTION: A flat panel image receptor 26 is positioned in an active area 30 and the first/second referring zones 32 and 34 come into contact with both sides there. Plural raster lines 36 are extended across the receptor 26, the beginning of each raster line is included in the first zone 32, the center part of it is in the area 30 and the end of it is included in the second zone 34. The zones 32 and 34 are positioned substantially at a right angle to the raster line 36 to mask the collision of an X-ray beam onto a raster line element under it or to mechanically block or prevent the collision, in addition.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-33083
(P2000-33083A)

(43) 公開日 平成12年2月2日(2000.2.2)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)
A 6 1 B 6/00	3 0 0	A 6 1 B 6/00	3 5 0 Z
G 0 6 T 1/00		G 0 6 F 15/62	3 0 0 S
			3 9 0 A

審査請求 未請求 請求項の数10 O L 外国語出願 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願平11-161494	(71) 出願人	59617/467 ビッカー インターナショナル インコーポレイテッド アメリカ合衆国 オハイオ州 44143 ハ イランド ハイツイ マイナー ロード 595
(22) 出願日	平成11年4月30日(1999.4.30)	(72) 発明者	ピーター ガーハード ルース アメリカ合衆国 オハイオ州 44023 ベ インブリッジ サンセット ドライヴ 17166
(31) 優先権主張番号	0 9 / 0 7 0 4 0 1	(74) 代理人	100059959 弁理士 中村 稔 (外6名)
(32) 優先日	平成10年4月30日(1998.4.30)		
(33) 優先権主張国	米国 (U S)		

最終頁に続く

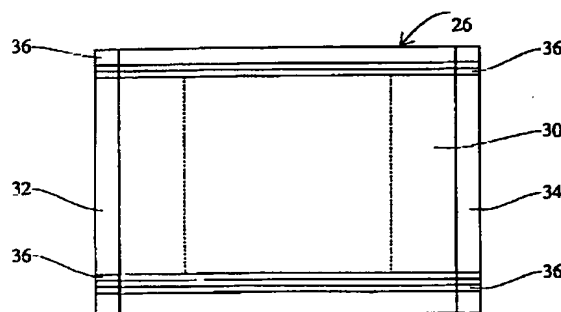
(54) 【発明の名称】 X線像形成装置

(57) 【要約】

【課題】 イメージレセプタ内で生成される非均一ライン相関雑音を補償する医療診断用像形成装置を提供することである。

【解決手段】 X線を受信してイメージデータのラスタラインを生成するイメージレセプタは、活動領域と、活動領域の第1の側に接する第1の参照ゾーンと、第1の側とは反対側の第2の側に接する第2の参照ゾーンとを含む。参照ゾーンは、ラスタラインの対応する画素がイメージ情報を受信するのを阻止する。第1の参照ゾーン及び第2の参照ゾーンにそれぞれ対応する第1の複数の、及び第2のラスタライン画素の出力が平均される。

(i) 第1の複数の、及び第2の複数のラスタライン画素の平均出力値と、(ii) ラスタライン内の画素の位置とに基づいて、各ラスタライン画素毎の補間されたオフセット値が決定される。計算された補間済オフセット値に基づいてラスタラインの出力値が変更される。



(2) 開2000-33083 (P2000-33083A)

【特許請求の範囲】

【請求項1】 像形成装置(A)であって、
X線を生成する源(12)と、
上記X線を受信するイメージレセプタ(14)と、
上記イメージレセプタから受信したイメージデータ(36)のラスタラインを処理するイメージ処理サブシステム(28)と、を含み、
上記イメージレセプタ(14)は、
活動領域(30)と、
上記活動領域の第1の側に接している第1の参照ゾーン(32)と、
上記活動領域の第1の側とは反対側の第2の側に接している第2の参照ゾーン(34)と、を含み、
上記参照ゾーン(32、34)は、上記ラスタラインの対応する画素要素がイメージ情報を受信するのを阻止するようになっている、ことを特徴とする像形成装置。

【請求項2】 上記イメージ処理サブシステム(28)は、上記イメージレセプタ(14)内で生成される非均一ライン相関雑音を補償するために、上記ラスタラインの各画素要素毎に補間されたオフセットを決定する手段(42-50)を含んでいる請求項1に記載の像形成装置。

【請求項3】 上記決定手段(42-50)は、
上記ラスタラインを格納する記憶手段(42)と、
第1の複数のラスタライン画素及び第2の複数のラスタライン画素の出力を平均する平均手段(44)と、
上記第1の複数の、及び第2の複数のラスタライン画素の平均出力値と、上記ラスタライン内の各画素要素の位置とに基づいて上記ラスタラインの各画素要素毎に補間されたオフセット値を決定する計算手段(52)と、
を含んでいる請求項2に記載の像形成装置。

【請求項4】 上記イメージレセプタ(14)は、非晶質シリコンをベースとするフラットパネルイメージレセプタ(26)を含んでいる請求項1乃至3の何れか1つに記載の像形成装置。

【請求項5】 X線を生成する源(12)を含む像形成装置(A)に組込まれているイメージレセプタ(14)内で生成される非均一ライン相関雑音を補償する方法において、上記イメージレセプタ(14)は上記X線を受信してイメージデータのラスタラインを生成するようになっている、上記方法は、
第1の複数のラスタライン画素及び第2の複数のラスタライン画素の出力を平均するステップと、
(i)上記第1の複数の、及び第2の複数のラスタライン画素の平均出力値と、(ii)あるラスタライン内のある画素の位置とに基づいて上記ラスタライン画素の補間されたオフセット値を決定するステップと、
上記補間されたオフセット値に基づいて上記画素の出力値を変更するステップと、を含んでいることを特徴とする方法。

【請求項6】 上記イメージレセプタ(14)は、活動領域(30)と、
上記活動領域の第1の側に接している第1の参照ゾーン(32)と、
上記活動領域の第1の側とは反対側の第2の側に接している第2の参照ゾーン(34)と、を含み、
上記参照ゾーン(32、34)は、上記ラスタラインの対応する画素要素がイメージ情報を受信するのを阻止するようになっている、請求項5に記載の方法。

【請求項7】 上記平均ステップは、
上記第1の参照ゾーンに対応する上記ラスタライン画素の出力を平均するステップと、
上記第2の参照ゾーンに対応する上記ラスタライン画素の出力を平均するステップと、を含んでいる請求項6に記載の方法。

【請求項8】 上記イメージレセプタ(14)は、フラットパネルイメージレセプタ(26)を含んでいる請求項5乃至7の何れか1つに記載の方法。

【請求項9】 上記イメージレセプタ(14)は、非晶質シリコンをベースとするフラットパネルイメージレセプタ(26)を含んでいる請求項8に記載の方法。

【請求項10】 上記補間されたオフセット値は、Pを現在の画素とし、pをラスタラインを形成している画素の数とし、 SO_{L_ERROR} を上記第1の複数のラスタライン画素の平均出力値とし、 EO_{L_ERROR} を上記第2の複数のラスタライン画素の平均出力値として、
$$P_{EV} = SO_{L_ERROR} \cdot \{ (p - P) / p \} + EO_{L_ERROR} \cdot (P / p)$$

なる方程式から決定される請求項5乃至9の何れか1つに記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、X線像形成装置に関する。本発明は、診断用像形成システムに組込まれているイメージレセプタからのビデオライン雑音を減少させる方法に特定の応用を有し、以下にこの特定の応用に関連して説明する。しかしながら、本発明は、ビデオライン雑音を減少させることが望まれる他の型の像形成システム及び応用にも応用を見出すことができる。

【0002】

【従来の技術】フラットパネルイメージセンサまたはレセプタを含む全てのX線イメージ検出器デバイスは、捕捉されたイメージを表す、またはそれ以外に定義される雑音、即ち信号内のランダムな変動によって制限される。非晶質シリコンをベースとするフラットパネルイメージレセプタのような若干のフラットパネルイメージレセプタの特徴である1つの型の雑音は、ライン相関雑音である。ライン相関雑音は、ラスタラインの全ての画素(もしくは「ピクセル」)をそれらの実際の捕捉されたイメージ値から逸脱させるように、ビデオフレームの

(3) 開2000-33083 (P2000-33083A)

全ラスタラインに影響するランダムな変動として定義されている。

【0003】表示されるビデオイメージ内にライン相関雑音が存在すると、ビデオモニタ上にはイメージの幅を横切って強度が変動するストライプとして現れる。これは、ライブ・インタベンショナル(live interventiona l)手順のような臨床作業を遂行するために像形成システムを使用する医師のような医療関係者を大いに惑わすことになる。

【0004】イメージレセプタ内で生成されるライン相関雑音の量を減少させるために、一般にブラックレベルクランピングまたはライン雑音クランピングと呼ばれているイメージ処理技術が公知である。これらの技術は、イメージフレームまたはアレイの何れかの側縁に沿って垂直に(即ち、イメージラスタラインに対して直角に)伸びる単一の細長いクランプまたは参照ゾーンに頼っている。この参照ゾーンは、イメージ情報を受信または補足するのを「ブラックアウト」するようになっている。イメージ情報は、ビデオカメラの場合には可視光であることができ、フルオロスコープシステムの場合にはシンチレタスクリーンからの出力光であることができる。

【0005】「ブラックアウト」参照ゾーンは、典型的には、1乃至256画素の長さのような所定数の画素幅である。「ブラックアウト」参照ゾーン内の画素から受信した出力信号または「情報」だけが、ランダム雑音及びライン相関雑音(イメージレセプタの露出された、即ち「活動」領域内の画素に影響するライン雑音と同一の雑音)である。

【0006】ライン雑音を打消すためには、各ビデオフレームの各ラスタライン毎の参照画素の平均出力値を計算し、各参照画素のランダム雑音変動を平均し、そしてその特定ラスタライン内にライン雑音だけによって誘起されるエラーを求める。次いで、ビデオモニタ上に表示させる前に、得られたエラー値を対応するラスタライン内の各「活動」画素から均一に差引く。

【0007】公知のブラックレベルクランピングまたはライン雑音クランピング技術は、若干のイメージレセプタにおいてはライン相関雑音がラスタライン全体にわたって均一ではないことがあり得ることを無視している。即ち、受信した、または感知した情報に加わっているライン相関雑音は、イメージ幅を横切ってランダムな勾配またはランダムなプロファイルを有し得る。これらの場合、ライン雑音に基づいて計算されたエラーは参照ゾーン内、またはその付近でしか有効ではないので、普通のクランピング技術では満足できる結果は得られない。従って、公知のブラックレベルクランピングまたはライン雑音クランピング技術によるライン雑音打消しは、ライン相関雑音がイメージ幅を横切って非均一なプロファイルを有しているイメージ収集システムでは不完全である。

【0008】

【発明の要旨】本発明の一つの面によれば、医療診断用像形成装置が開示される。医療診断用像形成装置は、X線を生成する源と、X線を受信するイメージレセプタと、イメージレセプタから受信したイメージデータのラスタラインを処理するイメージ処理サブシステムとを含んでいる。イメージレセプタは、活動領域と、活動領域の第1の側と境界を接する第1の参照ゾーンと、活動領域の第1の側とは反対側の第2の側と境界を接する第2の参照ゾーンとを含んでいる。参照ゾーンは、ラスタラインの対応する画素要素がイメージ情報を受信するのを阻止する。

【0009】本発明の別の面によれば、医療診断用像形成装置に組込まれているイメージレセプタ内で生成された非均一ライン相関雑音を補償する方法が開示される。医療診断用像形成装置はX線を生成する源を含み、イメージレセプタはX線を受信してイメージデータのラスタラインを生成するようになっている。本方法は、第1の複数のラスタライン画素及び第2の複数のラスタライン画素の出力を平均するステップと、i) 第1の複数の、及び第2の複数のラスタライン画素の平均出力値と、i i)ラスタライン内のある画素の位置とに基づいてそのラスタライン画素のための補間されたオフセット値を決定するステップと、補間されたオフセット値に基づいてその画素の出力値を変更するステップとを含んでいる。

【0010】以下に、添付図面を参照して本発明の実施例を詳細に説明する。

【0011】

【実施例】図1に示す例示診断用像形成システムAは支持部材10を含み、支持部材10にはそれに取付けられているX線源12と、X線検出器14とを有している。支持部材10はC字形アームであることができ、X線源12及び検出器14はそれぞれカンチレバー式支持ブラケット16、18によってC字形アームのほぼ両端に取付けることができる。C字形アームは、C字形アームのそれぞれの端から伸びている上側及び下側釣合いおもり20、22を用いて釣合わせることができる。X線源12及び検出器14は、CTスキャナのような診断用像形成装置の穴の中に、またはその近傍に位置決めできることは明白である。

【0012】検出器14は、フラットパネルイメージレセプタ、またはイメージレセプタのアレイを支持するハウジング24を含む。フラットパネルイメージレセプタ26は、非晶質シリコンクリスタルのようなセンサのアレイでラミネートされたガラスのような平坦な基体を含んでいる。フラットパネルイメージレセプタ26は、直接X線検出を使用する。即ち、X線は、セレン、硫化鉛、テルル化カドミウム亜鉛、またはヨウ化鉛のような半導体マトリックス内に吸収され、次いで吸収されたX線は電荷に直接変換され、その電荷は非晶質シリコンマ

(4) 開2000-33083 (P2000-33083A)

トリックスによって累積されるようになっている。この電荷を行／列マトリックスから読出してデジタルデータに変換することができる。

【0013】代替として、フラットパネルイメージレセプタ26は間接X線検出を使用することができる。即ち、X線は、酸硫化ガドリニウム、ヨー化セシウム、タングステン酸カドミウムのようなシンチレーティング燐光層内に吸収され、次いで光に変換される。ガラス基体上のフォトダイオードのアレイが、光を電気信号に変換する。これらの電気信号は、非晶質シリコン基体上の薄膜トランジスタスイッチを使用してアクセスされる行／列マトリックスから読出される。次いで、このアナログデータがデジタルフォーマットに変換される。適当な非晶質シリコンをベースとするフラットパネルX線検出器が例えば米国特許第5,079,426号、同第5,117,114号、同第5,164,809号、及び同第5,262,649号に開示されている。

【0014】フラットパネルイメージレセプタ26は、イメージ処理サブシステム28への入力成分を構成している。要するに、イメージ処理サブシステム28は、収集した、もしくは捕捉したイメージ、またはイメージのシーケンス（フルオロスコピー像形成の場合）をアセンブルし、1つまたはそれ以上のビデオモニタ29（図3）へ伝送する。更に、サブシステム28はイメージデータのための走査変換器を使用して、例えば、アセンブルしたイメージをラジオグラフィック記録のためにレーザ透明画プリンタへ伝送したり、または保管の目的のために媒体を電子的に格納することができる。フィルムへ転写されたラジオグラフィックイメージは、普通のライトボックス（図示してない）のようなラジオグラフィックを見るデバイス上に表示させることができる。

【0015】図2に示すように、上述したフラットパネルイメージレセプタ26は活動領域30内に位置決めされ、活動領域30には第1及び第2の参照ゾーン32、34が両側に接している。複数のラスタライン36はレセプタ26を横切って伸び、各ラスタラインの始まりは第1の参照ゾーン32内に含まれ、各ラスタラインの中央部分は活動領域30の中にあり、そして各ラスタラインの終わりは第2の参照ゾーン内34に含まれている。

【0016】参照ゾーン32、34はラスタライン36と実質的に直角に位置決めされており、X線ビームがその下のラスタライン要素上に衝突するのをマスクする、またはそれ以外に機械的に阻止または防いでいる。各参照ゾーン32、34の幅は、その下の任意の数のラスタライン要素（典型的には、約256要素まで）にイメージ情報が衝突するのを防ぐために変化させることができる。第1及び第2の参照ゾーン32、34を「ブラックアウト」することによって、「ブラックアウト」された参照ゾーンの下ラスタライン要素から受信される出力信号、または「情報」だけがランダム雑音及びライン相

関雑音（イメージレセプタ26の露出している、即ち活動領域30内のラスタライン要素に影響するものと同じのライン雑音）であることが理解されよう。

【0017】図3を参照する。イメージ処理サブシステム28は、イメージレセプタ26または他の上流の像形成プロセスの1つまたはそれ以上の出力ライン38から、アナログまたはデジタルビデオデータを標準ラスタパターンで受信する。イメージレセプタ26からのビデオデータには、1つまたはそれ以上の制御ライン40上のフレーム、ライン、及び／または画素同期信号が付随する。本発明のデュアル参照ブラックレベルクランピングデバイスは、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、またはそれらの何れかの組合せで実現できることは理解されよう。

【0018】ビデオデータのラスタラインは一時記憶バッファまたはメモリアドレス42内へパイプされ、ラスタライン内の最初のN画素の出力がサンプルされて平均され（ブロック44）、得られた平均値はラインの始まり（start-of-line: SOL）エラーバッファまたはアドレス位置46内に格納される。更に、ラスタライン内の最後のN画素の出力がサンプルされて平均され（ブロック44）、ラインの終わり（end-of-line: EOL）エラーバッファまたはアドレス位置48内に格納される（但し、Nは1つまたは複数の参照ゾーン内の画素の数に等しい）。一方の参照ゾーンの幅を、他方の参照ゾーンの幅とは異ならせ得ることは明白である。

【0019】第1及び第2の参照ゾーンのエラー値が計算され、それぞれのバッファ／アドレス46、48内に格納されると、バッファ／メモリアドレス42内に格納されたラスタラインは、ディスプレイモニタ29のような下流のプロセスへ送られる。格納されたラスタラインの各画素（P）がバッファ／メモリアドレス42からクロックアウトされると、計算されたエラー値（ P_{EV} ）が画素（P）から差引かれる（ブロック50）。エラー値（ P_{EV} ）は、ラスタラインの始まり及び終わりからの現在の画素（P）の距離を考慮して、ラインの始まり（SOL）エラー値とラインの終わり（EOL）エラー値との間を線形補間することによって決定される（ブロック52）。

【0020】好ましい実施例では、エラー値（ P_{EV} ）は、

$$P_{EV} = SOL_{ERROR} \cdot \{ (p - P) / p \} + EOL_{ERROR} \cdot (P / p)$$

から計算される。但し、Pは現在の画素であり、pはラスタラインを形成している画素の数であり、 SOL_{ERROR} はバッファ／メモリアドレス46内に格納されたラインの始まりエラー値であり、 EOL_{ERROR} はバッファ／メモリアドレス48内に格納されたラインの終わりエラー値である。エラー値 P_{EV} を決定するためには、他の公式を使用することができることを意図している。

(5) 開2000-33083 (P2000-33083A)

【0021】以上のように、ラスタライン内の各活動画素から一定のエラー値を差引くのではなく、各ラスタライン内の画素位置に依って勾配をつけたエラー値が画素から差引かれる。このような勾配をつけたエラーラインは、ビデオイメージを横切る非均一なライン雑音を、単一の一定エラー値よりも良好に近似する。

【0022】補間されたエラー値を計算し、イメージデータの流れを1つまたはそれ以上のラインだけ遅延させ、及び/または、ラインの始まり及び終わり値を計算する等のために、いろいろな他の技術を使用できることは明白である。更に本発明は、デジタル、アナログ、またはデジタル及びアナログハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、またはこれらの何れかの組合せで実現できることも明白である。

【0023】更に、特に非晶質シリコンフラットパネルレセプタに伴うライン相関雑音を補正することに関して説明した。しかしながら、本発明のデュアル参照ブラックレベルクランピング技術は、医療及び電子像形成分野における他のイメージレセプタにも適用可能であることは明白である。

【0024】上述したビデオライン雑音を除去するためのデュアル参照ブラックレベルクランピングデバイス及び方法の1つの長所は、ブラックレベルクランピングを遂行するために、2つの参照ゾーンを使用する（1つの参照ゾーンをラスタラインの始まりに、そして1つの参照ゾーンをラスタラインの終わりに使用する）方法及び装置が提供されることである。別の長所は、ライン相関雑音に関連するエラー値を決定する時に、ラスタライン内の画素の位置を考慮して補間技術を使用する方法及び装置が提供されることである。更に別の長所は、デュアル参照ブラックレベルクランピング技術を、非晶質シリコンフラットパネル像形成技術と共に使用することである。

更に別の長所は、デュアル参照ブラックレベルクランピングを、医療用フルオロスコーピック及びラジオグラフィック像形成装置と共に使用することである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の特色を組み入れた例示診断用像形成システムの斜視図である。

【図2】図1の診断用像形成システムに組込まれているフラットパネルイメージレセプタの概要底面図である。

【図3】図1の像形成システムの簡易ブロック図である。

【符号の説明】

A 像形成システム

10 支持部材

12 X線源

14 X線検出器

16、18 支持ブラケット

20、22 釣合いおもり

24ハウジング

26 フラットパネルイメージレセプタ

28 イメージ処理サブシステム

29 ビデオモニタ

30 活動領域

32、34 参照ゾーン

36 ラスタライン

38 出力ライン

40 制御ライン

42 一時記憶バッファ

44 画素平均回路

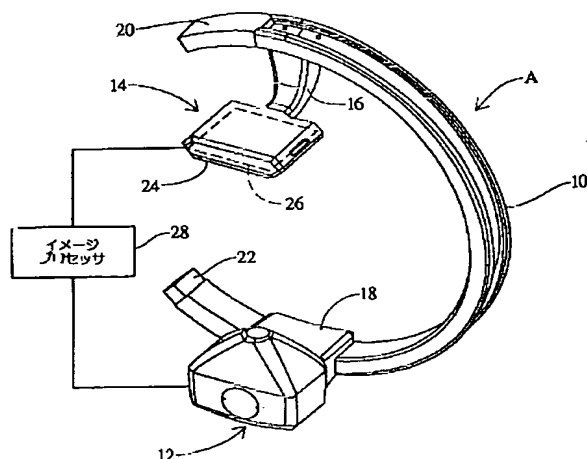
46 SOLエラーバッファ

48 EOLエラーバッファ

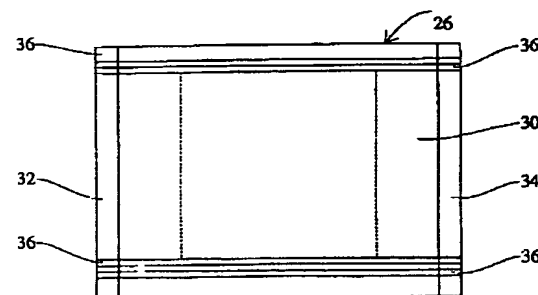
50 減算回路

52 画素エラー値決定回路

【図1】

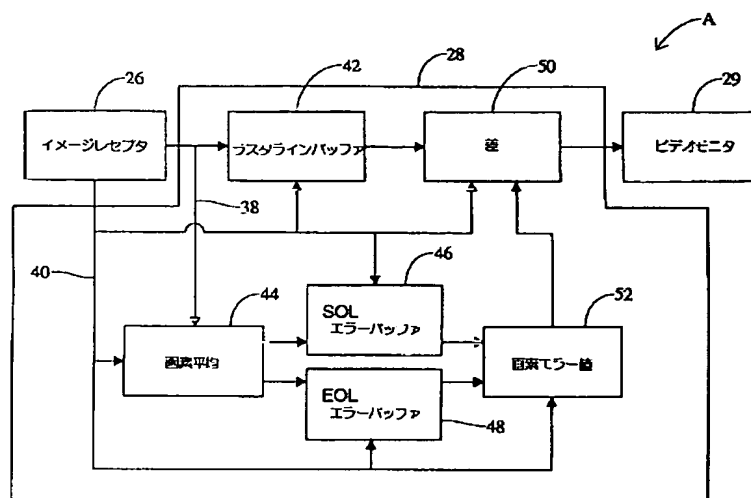


【図2】



(6) 開2000-33083 (P2000-33083A)

【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 アンドリュー ジェイ イーヴァン
 アメリカ合衆国 オハイオ州 44202 オ
 ーロラ ピラテス トレイル 10010

(7) 開2000-33083 (P2000-33083A)

【 外国語明細書 】

X-RAY IMAGING DEVICE

The present invention relates to x-ray imaging devices. It finds particular application in conjunction with a method for reducing video line noise from an image receptor associated with a diagnostic imaging system, and will be described with particular reference thereto. However, it should be appreciated that the present invention may also find application in conjunction with other types of imaging systems and applications where reducing video line noise is desirable.

The sensitivity of all x-ray image detector devices, including flat panel image sensors or receptors, is limited by noise, i.e., random fluctuations in signal that are competing with data or other information that represents or otherwise defines a captured image. One type of noise that is characteristic of some flat panel image receptors, such as amorphous Silicon-based, flat panel, image receptors, is line correlated noise. Line correlated noise can be defined as random fluctuations that affect a whole raster line of a video frame in a manner that causes all the picture elements ("pixels") of a raster line to commonly deviate from their actual captured image values.

The manifestation of line correlated noise in a video image displayed on a video monitor is stripes that fluctuate in intensity across the width of the image. This is an undesirable effect that is highly distracting to medical personnel, such as physicians, using the imaging system to perform critical work, such as live interventional procedures.

(8) 開2000-33083 (P2000-33083A)

2

There are known image processing techniques, generally referred to as blacklevel clamping or line noise clamping, for reducing the amount of line correlated noise generated in image receptors. These techniques rely on a single, vertically elongated (i.e., perpendicular to the image raster lines), clamp or reference zone along either side edge of an image frame or array that is "blackened out" from receiving or capturing image information. The image information can be visible light in the case of a video camera, or the light output from a scintillator screen, in the case of a fluoroscopy system.

The "blackened-out" reference zone is a predetermined number of pixels wide (typically 1 to 256 pixels in length). The only output signals or "information" received from the pixels within the "blackened-out" reference zone is random noise and line correlated noise - the same line noise that affects the pixels in the exposed or "active" region of the image receptor.

Line noise cancellation involves calculating the average output value of the reference pixels for each raster line of each video frame to average out the random noise fluctuations of each reference pixel, and to yield the error introduced in that particular raster line by line noise alone. The resulting error value is then uniformly subtracted from each of the "active" pixels in the corresponding raster line prior to being displayed on a video monitor.

The known blacklevel clamping or line noise clamping techniques neglect the fact that, for some image receptor implementations, line correlated noise may not be uniform

(9) 開2000-33083 (P2000-33083A)

3

across the entire raster line. That is, the line correlated noise that is summed with the received or sensed image information may have a random slope or random profile across the image width. In these cases the conventional clamping techniques will not yield satisfactory results, as the calculated error due to line noise will only be valid in or near the reference zone. Thus, known blacklevel clamping or line noise clamping techniques yield imperfect line noise cancellation in those image acquisition systems where line correlated noise has a non-uniform profile across an image width.

In accordance with one aspect of the present invention, a medical diagnostic imaging device is disclosed. The medical diagnostic imaging device includes a source for generating x-rays, an image receptor for receiving the x-rays, and an image processing subsystem for processing a raster line of image data received from the image receptor. The image receptor includes an active area, a first reference zone bounded on a first side of the active area, and a second reference zone bounded on a second side of the active area opposite to the first side. The reference zones prevent image information from being received by corresponding pixel elements of the raster line.

In accordance with another aspect of the present invention, a method of compensating for non-uniform line correlated noise generated in an image receptor associated with a medical diagnostic imaging device is disclosed. The medical diagnostic imaging device includes a source for generating x-rays, and the image receptor receives the x-rays and generates a raster line of image data. The method includes averaging the outputs of a first plurality of raster line pixels and a second plurality of raster line pixels; determining

(10) 第2000-33083 (P2000-33083A)

4

an interpolated offset value for a raster line pixel based on i) the average output values of the first plurality and second plurality of raster line pixels, and ii) the location of the pixel within the raster line; and modifying the output value of the pixel based on the interpolated offset value.

Ways of carrying out the invention will now be described in detail, by way of example, with reference to the accompanying drawings, in which:

Figure 1 is a perspective view of an exemplary diagnostic imaging system which incorporates the features of the present invention therein;

Figure 2 is a diagrammatic bottom view of a flat panel image receptor associated with the diagnostic imaging system of Figure 1; and

Figure 3 is a simplified block diagram of the imaging system of Figure 1.

With reference to Figure 1, an exemplary diagnostic imaging system A includes a support member 10 having an x-ray source 12 and an x-ray detector 14 secured thereto. The support member 10 can be a C-arm, and the x-ray source 12 and detector 14 can be secured proximate opposing ends of the C-arm via cantilevered support brackets 16, 18, respectively. The C-arm can be counterbalanced with upper and lower counterweights 20, 22 extending from the respective ends of the C-arm. It is also contemplated that the

(11) 2000-33083 (P2000-33083A)

5

x-ray source 12 and detector 14 can be positioned within or proximate a bore of a diagnostic imaging device such as a CT scanner.

The detector 14 includes a housing 24 which supports a flat panel image receptor or array of image receptors 26. The flat panel image receptor 26 includes a planar substrate such as glass laminated with an array of sensors such as amorphous Silicon crystals. The flat panel image receptor 26 utilizes direct x-ray detection whereby x-rays are absorbed in a semi-conductor matrix, such as Selenium, Lead Sulfide, Cadmium Zinc Telluride, or Lead Iodide, and then converted directly to an electrical charge which is then accumulated by the amorphous Silicon matrix. The electrical charge can be read out from a row/column matrix and then converted to digital data.

Alternatively, the flat panel image receptor 26 can utilize indirect x-ray detection whereby x-rays are absorbed in a scintillating phosphor layer, such as Gadolinium Oxysulfide, Cesium Iodide, or Cadmium Tungstate, and then converted to light. An array of photodiodes on the glass substrate convert the light into electrical signals. The electrical signals are read out of a row/column matrix that is accessed using thin film transistor switches on the amorphous Silicon substrate. The analogue data is then converted to a digital format. Suitable amorphous Silicon-based flat panel x-ray detectors are described, for example, in U.S. Patent Nos. 5,079,426; 5,117,114; 5,164,809; and 5,262,649.

(12) JP2000-33083 (P2000-33083A)

6

The flat panel image receptor 26 constitutes an input component to an image processing subsystem 28. The image processing subsystem 28 generally assembles and transmits an acquired or captured image or a sequence of images (in the case of fluoroscopy imaging) to one or more video monitors 29 (Figure 3). In addition, the subsystem 28 can employ scan converters for the image data so as to, for example, transmit assembled images to a laser transparency printer for radiographic recording, or to electronically store the media for archival purposes. The radiographic images that have been transferred to film can be displayed on a radiography viewing device such as a conventional light box (not shown).

Referring now to Figure 2, the flat panel image receptor 26 as described above, is partitioned into an active region or area 30 bounded on either side by first and second reference zones 32, 34. A plurality of raster lines 36 extend across the receptor 26 such that the beginning of each raster line falls within the first reference zone 32, the central portion of each raster line falls within the active area 30, and the end of each raster line falls within the second reference zone 34.

The reference zones 32, 34 are positioned substantially normal to the raster lines 36 and serve to mask or otherwise mechanically block or prevent light or x-ray beams from impinging upon the underlying raster line elements. The width of each reference zone 32, 34 may vary to prevent image information from impinging upon any number of underlying raster line elements, typically up to about 256 elements. It should be appreciated that by "blacking-out" the first and second reference zones 32, 34, the only

(13) #2000-33083 (P2000-33083A)

7

output signals or "information" received from the underlying raster line elements within the "blacked-out" reference zones is random noise and line correlated noise - the same line noise that affects the raster line elements in the exposed or active region 30 of the image receptor 26.

Referring now to Figure 3, the image processing subsystem 28 receives analogue or digital video data from the image receptor 26 or other upstream imaging process, in a standard raster pattern on one or more output lines 38. The video data from the image receptor 26 is accompanied by frame, line and/or pixel synchronization signals on one or more control lines 40. It should be appreciated that the dual reference blacklevel clamping device of the present invention can be implemented in hardware, software, firmware, or any combination thereof.

As a raster line of video data is piped into a temporary storage buffer or memory addresses 42 the outputs of the first N pixels in the raster line are sampled and averaged 44, with the resulting average value being stored in a start-of-line (SOL) error buffer or address location 46. Further, the outputs of the last N pixels in the raster line are sampled and averaged 42, and the resulting average value stored in an end-of-line (EOL) error buffer or address location 48 (where N is equal to the number of pixel elements within the reference zone(s)). It is contemplated that the width of one reference zone can vary from the width of the other reference zone.

(14) 2000-33083 (P2000-33083A)

8

Once the error values for the first and second reference zones are calculated and stored in the respective buffers/addresses 46, 48, the raster line stored in buffer/memory addresses 42 is sent to a downstream process such as the display monitor 29. As each pixel (P) of the stored raster line is clocked out of the buffer/memory addresses 42, a calculated error value (P_{EV}) is subtracted 50 from the pixel (P). The error value (P_{EV}) is determined 52 by linear interpolation between the start-of-line (SOL) and end-of line (EOL) error values, taking the distance of the current pixel (P) from the start and end of the raster line into account.

In the preferred embodiment, the error value (P_{EV}) is calculated from:

$$P_{EV} = SOL_{ERROR} * ((p-P)/p) + EOL_{ERROR} * (P/p),$$

where P is the present pixel; p is the number of pixels forming the raster line; SOL_{ERROR} is the start-of-line error value stored in buffer/memory address 46; and EOL_{ERROR} is the end-of-line error value stored in buffer/memory address 48. It is contemplated that other formulas can be used to determine the error value P_{EV} .

Thus, rather than subtracting a constant error value from each active pixel in the raster line, sloped error values are subtracted from the pixels depending upon the pixel location within each raster line. Such a sloped error line better approximates line noise that is non-uniform across a video image than a single constant error value.

(15) #2000-33083 (P2000-33083A)

9

It is contemplated that various other techniques may be utilized to calculate the interpolated error values, delay the image data flow by one or more lines, and/or calculate the start and end-of-line error values, etc. Further, it is contemplated that the invention can be implemented with digital, analogue, or digital and analogue hardware, as well as software, firmware, or any combination thereof.

In addition, specific reference is made to correcting for line correlated noise associated with an amorphous Silicon flat panel receptor. However, it is contemplated that the dual reference blacklevel clamping technique of the present invention is applicable with other image receptors in the medical and electronic imaging arts.

One advantage of the dual reference blacklevel clamping device and method for video line noise removal described above is the provision of a method and apparatus which utilizes two reference zones, one at the start of a raster line and one at the end of the raster line, to perform blacklevel clamping. Another advantage is the provision of a method and apparatus which utilizes interpolation techniques to take a pixel's position in a raster line into account, when determining a line correlated noise-related error value. Yet another advantage is the use of a dual-reference blacklevel clamping technique in conjunction with amorphous Silicon flat panel imaging technology. Still another advantage is the use of dual reference blacklevel clamping in conjunction with medical fluoroscopic and radiographic imaging devices.

(16) #2000-33083 (P2000-33083A)

10

CLAIMS

1. An imaging device (A) including a source (12) for generating x-rays, an image receptor (14) for receiving the x-rays, and an image processing subsystem (28) for processing a raster line of image data (36) received from the image receptor, the image receptor (14) including: an active area (30), a first reference zone (32) bounded on a first side of the active area, and a second reference zone (34) bounded on a second side of the active area opposite to the first side, the reference zones (32, 34) preventing image information from being received by corresponding pixel elements of the raster line.
2. An imaging device as claimed in claim 1, wherein the image processing subsystem (28) includes: means (42-50) for determining an interpolated offset value for each pixel element of the raster line to compensate for non-uniform line correlated noise generated in the image receptor (14).
3. An imaging device as claimed in claim 2, wherein the determining means (42-50) includes: storage means (42) for storing the raster line; averaging means (44) for averaging the outputs of a first plurality of raster line pixels and a second plurality of raster line pixels; and calculation means (52) for determining an interpolated offset value for each pixel element of the raster line based on the average output values of the first plurality and second plurality of raster line pixels, and based on the location of each pixel element within the raster line.

(17) 2000-33083 (P2000-33083A)

11

4. An imaging device as claimed in any one of claims 1 to 3, wherein the image receptor (14) includes an amorphous Silicon-based flat panel image receptor (26).
5. A method of compensating for non-uniform line correlated noise generated in an image receptor (14) associated with an imaging device (A) including a source (12) for generating x-rays, the image receptor (14) receiving the x-rays and generating a raster line of image data, the method including: averaging the outputs of a first plurality of raster line pixels and a second plurality of raster line pixels; determining an interpolated offset value for a raster line pixel based on i) the average output values of the first plurality and second plurality of raster line pixels, and ii) the location of the pixel within the raster line; and modifying the output value of the pixel based on the interpolated offset value.
6. A method as claimed in claim 5, wherein the image receptor (14) includes an active area (30), a first reference zone (32) bounded on a first side of the active area, and a second reference zone (34) bounded on a second side of the active area opposite to the first side, the reference zones (32, 34) preventing image information from being received by corresponding pixels of the raster line.
7. A method as claimed in claim 6, wherein the averaging step includes: averaging the outputs of the raster line pixels corresponding to the first reference zone, and averaging the outputs of the raster line pixels corresponding to the second reference zone.

(18) ¶2000-33083 (P2000-33083A)

12

8. A method as claimed in any one of claims 5 to 7, wherein the image receptor (14) includes a flat panel image receptor (26).

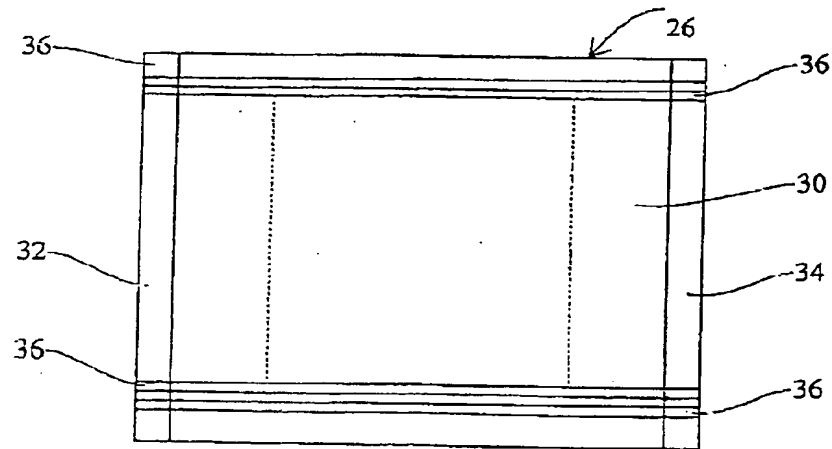
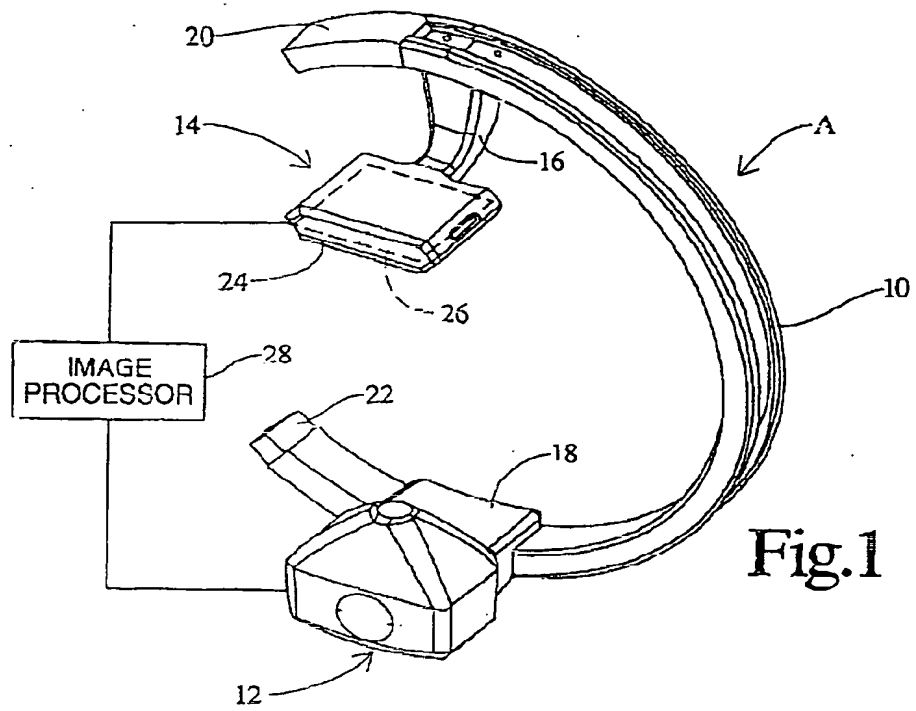
9. A method as claimed in claim 8, wherein the image receptor (14) includes an amorphous Silicon-based flat panel image receptor (26).

10. A method as claimed in any one of claims 5 to 9, wherein the interpolated offset value is determined from the equation:

$$P_{EV} = SOL_{ERROR} * ((p-P)/p) + EOL_{ERROR} * (P/p),$$

where P is the present pixel; p is the number of pixels forming the raster line; SOL_{ERROR} is the average output value of the first plurality raster line pixels; and EOL_{ERROR} is the average output value of the second plurality raster line pixels.

(19) №2000-33083 (P2000-33083A)



(20) 2000-33083 (P2000-33083A)

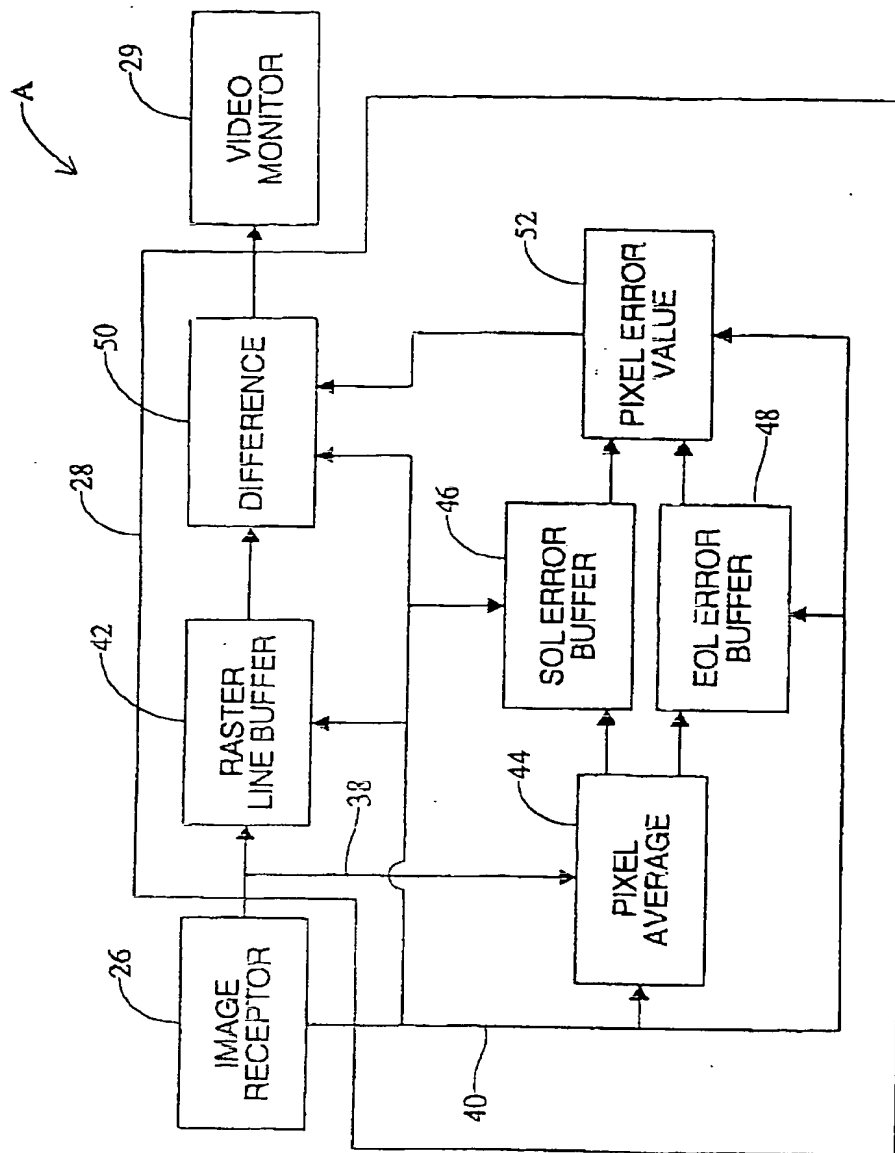


Fig. 3

(21) №2000-33083 (P2000-33083A)

ABSTRACT**X-RAY IMAGING DEVICE**

A medical diagnostic imaging device (A) compensates for non-uniform line correlated noise generated in an image receptor (26). The image receptor receives x-rays transmitted from an x-ray source (12) and generates a raster line of image data. The image receptor includes an active area (30), a first reference zone (32) bounded on a first side of the active area, and a second reference zone (34) bounded on a second side of the active area opposite to the first side. The reference zones prevent image information from being received by corresponding pixels of the raster line. The outputs of a first plurality of raster line pixels corresponding to the first reference zone (32) are averaged, and the outputs of a second plurality of raster line pixels corresponding to the second reference zone (34) are averaged. An interpolated offset value for each raster line pixel is determined based on i) the average output values of the first plurality and second plurality of raster line pixels, and ii) the location of the pixel within the raster line. The output value of the raster line pixel is modified based on the interpolated offset value calculated.

(Figure 2)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☒ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.